

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**

This Page Blank (uspto)

19 BUNDÉSREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

12 **Offenlegungsschrift**
10 **DE 197 46 735 A 1**

51 Int. Cl.⁶:
G 01 R 33/341
G 01 R 33/58
A 61 B 5/055
G 01 R 33/28

21 Aktenzeichen: 197 46 735.0
22 Anmeldetag: 13. 10. 97
43 Offenlegungstag: 15. 4. 99

DE 197 46 735 A 1

71 Anmelder:

Melzer, Andreas, Dr., 47058 Duisburg, DE; Busch,
Martin, Dr., 58455 Witten, DE

74 Vertreter:

Maikowski & Ninnemann, Pat.-Anw., 10707 Berlin

72 Erfinder:

gleich Anmelder

56 Entgegenhaltungen:

DE 42 38 831 A1
DE 40 08 202 A1
US 54 45 151

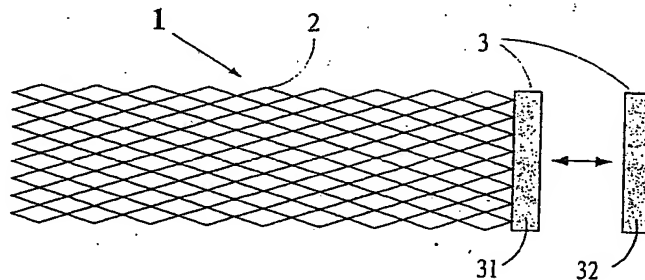
M. Burl et al.: "Tuned Fiducial Markers to Identify
Body Locations with Minimal Perturbance of Tissue
Magnetization", in: Journal of Magnetic Resonance
in Medicine, 1996, S. 491-493;

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

54 NMR-Bildgebungsverfahren zur Darstellung, Positionsbestimmung oder funktionellen Kontrolle einer in ein Untersuchungsobjekt eingeführten Vorrichtung und Vorrichtung zur Verwendung in einem derartigen Verfahren

57 Die Erfindung betrifft ein NMR-Bildgebungsverfahren zur Darstellung, Positionsbestimmung oder funktionellen Kontrolle einer in ein Untersuchungsobjekt eingeführten Vorrichtung, insbesondere eines Implantats, eines Stents, eines Katheters, eines Endoskops oder eines chirurgischen Instruments, sowie eine entsprechende Vorrichtung und ein entsprechendes NMR-Bildgebungssystem. Erfindungsgemäß erfolgt in einem lokal begrenzten Bereich innerhalb und/oder außerhalb der Vorrichtung (1) eine Verstärkung der Anregung der Kernspins des Untersuchungsobjekts, indem die Vorrichtung (1) mindestens einen passiven Schwingkreis mit einer Induktivität (2) und einer Kapazität (3) ausbildet oder aufweist, dessen Resonanzfrequenz im wesentlichen gleich der Resonanzfrequenz der eingestrahlten hochfrequenten Strahlung des NMR-Systems ist.



DE 197 46 735 A 1

Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein NMR-Bildgebungsverfahren zur Darstellung, Positionsbestimmung oder funktionellen Kontrolle einer in ein Untersuchungsobjekt eingeführten Vorrichtung nach dem Oberbegriff des Anspruchs 1, eine Vorrichtung zur Verwendung in einem derartigen Verfahren und ein NMR-Bildgebungssystem zur Durchführung des Verfahrens.

Hintergrund der Erfindung

NMR-Bildgebungsverfahren sind seit längerem bekannt. Sie beruhen auf der Resonanz-Wechselwirkung zwischen einem hochfrequenten elektromagnetischen Wechselfeld und bestimmten Atomkernen eines zu untersuchenden Objektes, insbesondere eines menschlichen oder tierischen Körpers, das in einem starken äußeren Magnetfeld angeordnet ist. Die Atomkerne präzedieren im Magnetfeld (B_0) mit der sogenannten Larmorfrequenz, die proportional zur Stärke des Magnetfeldes ist. Bei Einstrahlen eines elektromagnetischen Wechselfelds, dessen magnetische Wechselkomponente (B_1) senkrecht zur Richtung des starken Magnetfelds (B_0) ist, werden die Spins der Atomkerne zum Umlappen gebracht und können damit zusammenhängende Relaxationszeiten gemessen werden.

Für die Beschreibung in einem wissenschaftlichen Modell wird die Magnetisierung der einzelnen Spins zu einer Gesamtmagnetisierung zusammengefaßt. Diese Gesamtmagnetisierung ist in ihrer Gleichgewichtslage parallel zum äußeren Magnetfeld und wird Gleichgewichtsmagnetisierung genannt. Durch einen mit der Larmorfrequenz (Resonanzfrequenz) eingestrahnten HF-Impuls kann die Magnetisierung um einen Winkel in Bezug auf die Magnetfeldrichtung ausgelenkt werden. Der Winkel ist proportional zur Dauer des eingestrahnten HF-Impulses und zur Magnetfeldstärke (B_1) des HF-Impulses. Nach einer Anregung um den Winkel präzediert die Gesamtmagnetisierung um die Richtung des Magnetfeldes. Die präzedierende Magnetisierung kann mit einer Spule, die senkrecht zur Richtung des Magnetfeldes orientiert ist, als ein Spannungssignal aufgezeichnet werden. Die Stärke des Spannungssignals ist proportional zu $\sin(\alpha)$, proportional zur Dichte der Spins im signalgebenden Volumen und umgekehrt proportional zur Temperatur.

Die maximale Signalantwort eines gegebenen Volumens wird daher nach einer 90° Anregung erreicht. Die aufgezeichnete Signalamplitude nimmt exponentiell mit der Relaxationszeit T_2 ab, da die einzelnen Spins auf Grund von fluktuierenden Magnetfeldern ihre Phasenbeziehung verlieren. Gleichzeitig nimmt die Gesamtmagnetisierung in Richtung des Magnetfeldes wieder exponentiell mit der Relaxationszeit T_1 auf die Gleichgewichtsmagnetisierung hin zu. Mit Hilfe von zu richtigen Zeitpunkten geschalteten magnetischen Gradientenfeldern ist es möglich, unterschiedliche Kombinationen aus der Spindichte und den beiden Relaxationszeiten orts aufgelöst in einem grauwertkodierten Bild darzustellen.

Weiter ist es bekannt, mit Hilfe eines Schwingkreises lokal eine Verstärkung der Anregung von Kernspins herbeizuführen. Hierzu sind sogenannte "Fiducial Markers" bekannt, die spezielle, mit signalintensiven Flüssigkeiten gefüllte Kompartments aufweisen, die von einem Schwingkreis umgeben sind (Burl et al.: "Tuned Fiducial Markers to Identify Body Locations with Minimal Perturbation of Tissue Magnetization", in: Journal of Magnetic Resonance in Medicine 1996, 491-493). Der Schwingkreis besitzt dabei die Resonanzfrequenz des NMR-Systems.

Wird ein solcher Fiducial Marker in das bildgebende Vo-

lumen eines Kernspintomographen eingebracht, so wird im Falle der Einstrahlung von elektromagnetischer Strahlung mit der Resonanzfrequenz der Schwingkreis angeregt. Dies führt zu einer Verstärkung des magnetischen Wechselfeldes innerhalb der Induktivität des Schwingkreises. Die erhöhte magnetische Wechselfeldkomponente vergrößert den Drehwinkel der Protonen innerhalb der Induktivität. Bei einem kleinen Anregungswinkel ($< 90^\circ$) der Protonen durch das Kernspinsystem erfahren die Protonen innerhalb der Induktivität einen vergrößerten Anregungswinkel. Im Idealfall werden Protonen im bildgebenden Volumen mit einem kleinen Winkel von 1° - 10° angeregt, wogegen die Protonen innerhalb der Induktivität mit 90° angeregt werden. Selbst bei identischen Relaxationszeiten und bei einer identischen Spindichte ist das Signal des vom Schwingkreis umgebenen Kompartments deutlich intensiver als das Signal der anderen Bildanteile. Da diese Signalanhebung lokalisiert ist, kann sie zur Positionsbestimmung verwandt werden.

Nachteilig verwenden "Fiducial Markers" gesonderte signalgebende Volumina, die zur Sichtbarkeit im NMR-Bild eine Größe von zumindest einigen Kubikmillimetern aufweisen und im Untersuchungsobjekt extra platziert oder in die Systeme integriert werden müssen, die im Untersuchungsobjekt platziert werden. Dies ist häufig nicht möglich.

Mit Einführung offener Magnete und neuer Techniken bei geschlossenen NMR-Systemen ist es inzwischen möglich, interventionelle und minimalinvasive Techniken wie Punktion, Katheterisierung und operative Verfahren wie Implantation und endoskopische Chirurgie unter NMR-tomographischer Kontrolle durchzuführen. Dabei muß für eine artefaktfreie Darstellung der gesamte Bildinhalt frei von ferromagnetischen oder paramagnetischen Verunreinigungen sein.

Bei den für interventionelle und minimalinvasive Techniken verwendeten Geräten ergeben sich dabei insofern Probleme, als sie meist aus einem ferromagnetischen oder paramagnetischen Material bestehen und/oder derart klein sind, daß sie in der Größenordnung der Pixelgröße (ca. 1 mm) der NMR-Bilder liegen. Insbesondere Gefäßimplantate wie Stents aus Metall oder Kunststoffen sind wegen ihrer feinen Struktur im NMR-Bild nicht sichtbar und höchstens durch Artefakte lokalisierbar. Sofern im NMR-Bild nicht sichtbare Stoffe verwendet werden, sind diese nur als "Schatten" erkennbar. Diese Nachteile führen dazu, daß eine NMR-Überwachung häufig nur unbefriedigend ist und statt dessen eine röntgenologische Verfahren zur Bilddarstellung verwendet wird, mit den bekannten Nachteilen derartiger Verfahren.

Aus der DE 195 10 194 A1 ist ein aktiv-invasives Magnetresonanzsystem zur Erzeugung selektiver NMR-Angiogramme bekannt, bei dem ein Invasiv-Gerät mit einer HF-Spule versehen ist, mit deren Hilfe lokal die Kernspin-Magnetisierung des in dem Gefäß fließenden Blutes verändert wird. Mit speziellen NMR-Bildimpulssequenzen wird selektiv nur das Blut erfaßt und dargestellt, das eine veränderte Kernspin-Magnetisierung aufweist.

Die US-PS 5,445,151 beschreibt ein Verfahren zur Flußmessung strömender Flüssigkeiten, insbesondere von Blut, bei dem an einem Invasiv-Gerät mindestens zwei HF-Spulen vorgesehen sind, wobei eine von der einen HF-Spule erzeugte lokale Veränderung der Kernspin-Magnetisierung an der anderen HF-Spule erfaßt und die Verzögerungszeit zur Bestimmung der Flußgeschwindigkeit ausgewertet wird.

Die beiden vorgenannten Druckschriften betreffen nicht die Darstellung in einen Körper eingebrachter medizinischer Vorrichtungen. Des weiteren haben sie den Nachteil, daß sie aktive Systeme darstellen, bei denen die eingeführten Geräte ständig über Kabelverbindungen mit extrakorporalen Komponenten in Verbindung stehen.

Aufgabe der Erfindung

Der Erfindung liegt die Aufgabe zu Grunde, ein NMR-Bildgebungsverfahren zur Darstellung, Positionsbestimmung oder funktionellen Kontrolle einer in ein Untersuchungsobjekt eingeführten Vorrichtung, eine Vorrichtung zur Verwendung in einem derartigen Verfahren und ein NMR-Bildgebungssystem zur Durchführung des Verfahrens zur Verfügung zu stellen, die eine deutliche, präzise und vordwählbare und im wesentlichen artefaktfreie Darstellung der Vorrichtung im NMR-Bild ermöglichen.

Zusammenfassung der Erfindung

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß durch ein NMR-Bildgebungsverfahren mit den Merkmalen des Anspruchs 1, eine Vorrichtung mit den Merkmalen des Anspruchs 12 und ein NMR-Bildgebungssystem mit den Merkmalen des Anspruchs 34 gelöst. Vorteilhafte und bevorzugte Ausgestaltungen der Erfindung sind in den Unteransprüchen angegeben.

Die erfindungsgemäße Lösung sieht vor, in die in das Untersuchungsobjekt einzuführende Vorrichtung einen Schwingkreis zu integrieren, der in einem lokal begrenzten Bereich innerhalb und/oder außerhalb der Vorrichtung eine Verstärkung der Anregung der Kernspins bewirkt, so daß ein verstärktes Signal erfaßt und dargestellt wird. Die Resonanzfrequenz des Schwingkreises ist dabei im wesentlichen gleich der Resonanzfrequenz der eingestrahnten hochfrequenten Strahlung des NMR-Bildgebungssystems. Über den im NMR-Bild entsprechend hervorgehobenen Bereich ist dann die Position der Vorrichtung deutlich feststellbar, da dieser Bereich unmittelbar von innen oder außen an die Vorrichtung angrenzt. Da eine Verstärkung der Anregung der Kernspins des zu untersuchenden Objekts selbst erfolgt, treten dabei keinerlei Artefakte auf.

Die erfindungsgemäße Lösung beruht auf der überraschenden Erkenntnis, daß geeignete Schwingkreise an der fraglichen Vorrichtung selbst ausgebildet oder angeordnet werden können. Die Erfindung sieht dabei bevorzugt vor, daß die den Schwingkreis bildende Induktivität und Kapazität durch das Material der Vorrichtung selbst ausgebildet werden, wodurch ein zusätzlicher synergistischer Effekt entsteht. Es liegt jedoch ebenfalls im Rahmen der Erfindung, Induktivität und Kapazität als gesonderte Bauteile an der Vorrichtung anzuordnen.

Der auf die Resonanzfrequenz abgestimmte Schwingkreis erfährt bei Einstrahlung geeigneter hochfrequenter Strahlung eine Anregung, die zu einer lokalen Verstärkung des wechselnden magnetischen Feldes führt, daß in oder in der Nähe der Induktivität ausgebildet wird. Von den Feldlinien des induzierten Magnetfeldes erfaßte Protonen erfahren dabei eine verstärkte Anregung, die zu einem verstärkten Umkippen der Kernspins führt. Entsprechend verstärkt kann die von einer Empfangsspule erfaßte und zur Bilddarstellung ausgewertete Signalantwort sein.

In einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung ist der lokal begrenzte Bereich, in dem eine Verstärkung der Anregung der Kernspins erfolgt, in einem innerhalb der Vorrichtung ausgebildeten Gebiet oder Kompartiment angeordnet, das von der Induktivität umgeben ist. Es wird also ein im Inneren der Induktivität bzw. Spule angeordnetes Volumen des Untersuchungsobjektes verstärkt dargestellt. Hierzu ist insbesondere vorgesehen, daß die Vorrichtung länglich ausgebildet ist und die Spulenachse der Induktivität im wesentlichen parallel zur Längsachse der Vorrichtung verläuft, wobei die Induktivität in oder auf der Wandung der Vorrichtung ausgebildet ist.

In einer alternativen Variante der Erfindung liegt der lokal

begrenzter Bereich, in dem eine Verstärkung der Anregung der Kernspins erfolgt, außerhalb der Vorrichtung und grenzt an diese an, wobei die Spulenachse mit Vorteil im wesentlichen senkrecht zur Längsachse der Vorrichtung verläuft, so daß bei Einstrahlung hochfrequenter Strahlung eine Verstärkung des magnetischen Flusses in dem betrachteten angrenzenden Bereich erfolgt. Diese Variante nutzt also das umgebende Medium zur Signalverstärkung. Es sind jedoch auch Kombinationen, etwa mit innerhalb der Vorrichtung liegenden Kompartiments, der vorerwähnten beiden Varianten möglich.

Mit Vorteil ist vorgesehen, daß zur resonanten Abstimmung des Schwingkreises die Induktivität und/oder die Kapazität eingestellt werden können. Dies ist für die Fälle erforderlich, bei denen nach Einbringen in das Untersuchungsobjekt und einer möglichen Aufweitung der Vorrichtung oder von Teilen der Vorrichtung sich das Produkt von Induktivität und Kapazität und somit die Resonanzfrequenz des Schwingkreises ändern.

In einer Weiterbildung der Erfindung ist vorgesehen, daß die Induktivität der Vorrichtung wahlweise auch als Empfangsspule zur Erfassung von NMR-Antwortsignalen verwendet wird, wobei die Induktivität über eine Kabelverbindung mit extrakorporalen Funktionskomponenten verbunden ist. Hierdurch wird ermöglicht, die Induktivität nach den hierzu bereits entwickelten bekannten Verfahren ergänzend aktiv zur Bildgebung zu verwenden.

Für das NMR-Bildgebungssystem kann jedes System verwendet werden. Bevorzugt wird ein offener Magnet oder ein sehr kurzer geschlossener Magnet verwendet, so daß am Untersuchungsobjekt ohne Behinderungen interventionelle Techniken wie Punktion und Katheterisierung, operative Verfahren wie endoskopische Chirurgie durchgeführt und Gefäßimplantate wie Stents appliziert werden können.

Eine bevorzugte Ausführungsform der Erfindung betrifft einen Stent, der einen Schwingkreis aufweist oder ausbildet. Dabei ist das Gitternetz des Stents oder Teile des Gitternetzes bevorzugt derart ausgeführt, daß es eine Induktivität ausbildet. Das Gitternetz liegt dabei etwa in Form einer Helix, einer Doppel- oder Mehrfachhelix oder als Metallgeflecht vor. Die Kapazität des Stents ist zumindest teilweise ebenfalls aus dem Stent-Material gebildet, insbesondere durch parallele Drähte der Induktivität. Alternativ ist vorgesehen, die Kapazität des Stents durch einen gesondert vorgesehenen Kondensator zu bilden, der mit dem Stentkörper verbunden ist.

Mit Vorteil ist die erfindungsgemäße Vorrichtung derart ausgebildet, daß bei einer Veränderung der Geometrie der der Vorrichtung durch die Applikation, etwa bei einer Aufweitung eines Stents, das Produkt aus Induktivität und Kapazität des Schwingkreises im wesentlichen konstant bleibt, insbesondere eine Erhöhung des Induktivität mit einer Verringerung der Kapazität oder umgekehrt einhergeht. Hierdurch wird gewährleistet, daß die Resonanzfrequenz im wesentlichen unverändert bleibt.

In einer bevorzugten Ausgestaltung der Erfindung ist mindestens ein Schwingkreis im Bereich der Spitze der Vorrichtung angeordnet, damit eine genaue Spitzenverfolgung während des Eingriffs möglich ist.

Die erfindungsgemäße Vorrichtung ist bevorzugt ein Implantat oder eine Vorrichtung zur Implantation, etwa ein Stent, ein Vena Cava Filter, eine Gefäßprothese, eine Herzklappe, ein Teil einer Herzklappe oder ein Teil eines künstlichen Organs, oder ein diagnostisches Hilfsmittel wie ein Katheter, ein Endoskop oder ein Instrument für die minimalinvasive Chirurgie, wie Nadeln, Scheren, Pinzetten usw.

Beschreibung mehrerer Ausführungsbeispiele

Die Erfindung wird nachfolgend unter Bezugnahme auf die Figuren der Zeichnung an mehreren Ausführungsbeispielen näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 schematisch einen erfindungsgemäßen Stent, der einen Schwingkreis mit einer Induktivität und einer Kapazität ausbildet;

Fig. 2a-2d verschiedene elektrische Schaltbilder einer erfindungsgemäßen Vorrichtung;

Fig. 3 schematisch einen erfindungsgemäßen, in Form einer Helix ausgebildeten Stent;

Fig. 4 einen erfindungsgemäßen, in Form einer Helix ausgebildeten Stent, der eine zweite, senkrecht zur ersten Induktivität ausgebildete Induktivität aufweist;

Fig. 5 ein medizinisches Instrument mit an den Seiten des Instruments aufgebrauchten Schwingkreisen;

Fig. 6 eine perspektivische Darstellung einer alternativen Ausführungsform des medizinischen Instruments der Fig. 5;

Fig. 7a, b zwei Ausführungsbeispiele eines erfindungsgemäß ausgebildeten Katheters bzw. Führungsdrahts;

Fig. 8a, b zwei Ausführungsbeispiele eines erfindungsgemäß ausgebildeten Ballonkatheters;

Fig. 9a, b zwei Ausführungsbeispiele eines erfindungsgemäß ausgebildeten Dentalimplantats;

Fig. 10a, b zwei Ausführungsbeispiele eines erfindungsgemäß ausgebildeten Gelenkimplantats;

Fig. 11a, b zwei Ausführungsbeispiele eines erfindungsgemäß ausgebildeten Vena Cava Filters und

Fig. 12a, b zwei Ausführungsbeispiele einer erfindungsgemäß ausgebildeten Herzklappe.

Fig. 1 zeigt schematisch als erfindungsgemäßes Implantat einen Stent 1, der beispielsweise aus Metall wie Platin oder einer Nickel-Titan-Legierung besteht. Das übliche Einsatzgebiet von Stents liegt im Bereich von arteriellen Gefäßverengungen, peripheren Gefäßstenosen und insbesondere bei der koronaren Herzerkrankung. Der Stent führt dabei zu einer mechanischen Versiegelung der betroffenen Region, hinterläßt eine glatte Fläche mit verbesserter Blutströmung, vergrößert das Gefäßvolumen und vermindert den Wiederverschluß, der nach einer konventionellen Ballondilatation häufiger auftritt.

Stents bestehen üblicherweise aus Metallgeflechtem, fortlaufenden Metalldrähten oder einer Art Geflechtschlauch, oder werden aus Metallrohren unter Verwendung von Laser- oder Funkenerosionstechniken hergestellt. Zur Applikation wird ein Stent beispielsweise auf einen Katheter aufgelegt, mittels des Katheters am Ort der Applikation platziert und dann entfaltet, wobei sich der Durchmesser des Stents vergrößert und sich dieser gegen die Gefäßwand drückt. Zum Entfalten oder Aufweiten des Stents sind selbstexpandierende oder mittels einer Ballontechnik expandierende Stents bekannt.

Die bekannten Stents sind aufgrund ihrer feinen Struktur in einem NMR-Bild nicht darstellbar, sondern höchstens durch Artefakte lokalisierbar, so daß eine genaue Platzierung und Überwachung der Platzierung im zeitlichen Verlauf sowie eine funktionelle Kontrolle nach der Platzierung bei Verwendung der Kernspintomographie als bildgebendem Verfahren nicht gewährleistet sind.

Für eine verbesserte Darstellung des Stents weist der erfindungsgemäße Stent 1 gemäß Fig. 1 eine Induktivität 2 und eine Kapazität 3 auf. Die Induktivität des Stents 1 wird dabei durch das Metallgeflecht 2 gebildet. Hierzu ist vorgesehen, daß die einzelnen Komponenten des Metallgeflechtes 2 zueinander isoliert sind. Eine Isolierung der einzelnen Komponenten des Drahtgeflechtes kann beispielsweise bereits während des Herstellungsverfahrens erfolgen, wobei

zwischen den einzelnen Phasen der Herstellung des Stents aus einem Metallrohr jeweils eine Isolierschicht auf bereits ausgebildete Geflecht aufgetragen wird.

Die Induktivität 2 ist mit einer Kapazität 3 elektrisch verbunden, wobei Induktivität 2 und Kapazität 3 einen Schwingkreis bilden. Der Kondensator 3 ist in Fig. 1 als Plattenkondensator mit zwei Platten 31, 32 ausgebildet. Es kann jedoch auch ein beliebig anderer Kondensator verwendet werden. Dabei liegt es auch im Rahmen der Erfindung, daß der Kondensator 3 kein eigenes Bauelement darstellt, sondern ebenso wie die Induktivität 2 aus dem Material des Stents 1 besteht, beispielsweise durch parallele Drähte des Drahtgeflechtes gebildet wird. Es sei angemerkt, daß die elektrische Verbindung zwischen der Kondensatorplatte 32 und der Induktivität 2 in Fig. 1 für eine bessere Übersichtlichkeit der Darstellung nicht dargestellt ist.

In Fig. 2a ist das elektrische Schaltbild des im Stent 1 ausgebildeten Schwingkreises 4, bestehend aus Induktivität 2 und Kapazität 3, dargestellt. Optional ist gemäß Fig. 2b zusätzlich ein Schalter 10 vorgesehen, der mechanisch, etwa durch einen zur Applikation dienenden Katheter, elektrisch oder magnetisch aktivierbar bzw. deaktivierbar ist.

Der Schwingkreis 4 kann auf vielfältigste Weise ausgebildet sein. Gemäß Fig. 2c kann er mehrere parallel geschaltete Induktivitäten 2a bis 2n und gemäß Fig. 2d mehrere parallel geschaltete Kapazitäten 3a bis 3n aufweisen. Des weiteren können mehrere Induktivitäten und/oder Kapazitäten seriell geschaltet sein. Auch kann vorgesehen sein, an einer Vorrichtung mehrere Schwingkreise auszubilden, die jeweils einen Schalter und seriell und/oder parallel geschaltete Induktivitäten und/oder Kapazitäten aufweisen können.

Der Schwingkreis 4 weist eine Resonanzfrequenz auf, die der Resonanzfrequenz der eingestrahnten hochfrequenten Strahlung des NMR-Bildungsgebungssystems entspricht, in dem der menschliche Körper, in den der Stent appliziert wird, angeordnet ist.

Bei dem erfindungsgemäßen Stent 1 wird der Schwingkreis 4 durch die eingestrahnten hochfrequenten Pulse des NMR-Systems angeregt, da seine Resonanzfrequenz der Frequenz der eingestrahnten HF-Pulse entspricht. Dies führt zu einer Verstärkung des Magnetfeldes in der Induktivität des Schwingkreises oder in der Nähe der Induktivität, was wiederum zu einer verstärkten Anregung der Protonen im entsprechenden Bereich führen kann. Bei einer Anregung der Kerne außerhalb der Induktivität um einen Winkel, der kleiner als 90° ist, können Kerne innerhalb der Induktivität eine Anregung von 90° erfahren und so mit maximaler Amplitude antworten. Die im Bereich der Induktivität angeordneten Protonen bzw. Kerne erfahren somit eine stärkere Anregung, als außerhalb der Induktivität angeordneten Protonen.

Die Verstärkung des Drehwinkels innerhalb der Induktivität kann gegenüber den Protonen außerhalb der Induktivität einen Faktor von bis zu 45 betragen. Es ist daher möglich, die Protonen im Inneren der Induktivität um einen Winkel von 90° auszulenken (maximale Signalantwort), während die Protonen außerhalb der Induktivität bzw. außerhalb des durch den Schwingkreis erzeugten magnetischen Feldes lediglich eine Kleinwinkelanregung von ca. 2° bis 10° erfahren. Dies führt dazu, daß der innere Bereich des Stents in einem NMR-Bild wesentlich heller dargestellt wird als die restliche Umgebung. Es kann daher die Lokalisation des Stents im menschlichen Körper genau bestimmt werden.

In einer Weiterbildung der Erfindung ist es möglich, auch die Geschwindigkeit des die Vorrichtung durchfließenden Blutes zu bestimmen. Hierzu werden an sich bekannte Sequenztechniken verwendet. Beispielsweise werden im Bereich des blutzuführenden Gewebes vor der Vorrichtung

Sättigungsimpulse vorgenommen, wobei eine Variation entweder des Ortes der Sättigungsimpulse oder des Zeitabstandes zwischen Sättigungspuls und Kleinwinkelanregung die Berechnung der Flußgeschwindigkeit und damit funktionelle Aussagen über den Status des Gefäßes ermöglichen. Beliebige bekannte Methoden der Flußbestimmung sind in Verbindung mit der erfindungsgemäßen Vorrichtung einsetzbar.

Bei der Platzierung der Vorrichtung im Gewebe ist darauf zu achten, daß die Spulenachse des Schwingkreises 4 nicht parallel zur Feldrichtung des Magnetfeldes steht. Die größte Wirkung wird dabei naturgemäß dann erzielt, wenn die Spulenachse senkrecht zur Feldrichtung des Magneten steht.

Zur Abstimmung der Resonanzfrequenz des Schwingkreises 4 auf die Frequenz der eingestrahlten HF-Pulse sind verschiedene Gestaltungen des Schwingkreises 4 möglich:

In einer Variante ist vorgesehen, daß die Güte des Schwingkreises relativ gering gehalten wird, um einen möglichst breitbandigen Schwingkreis zu realisieren und einen möglichst großen Bereich von Resonanzfrequenzen abzudecken.

Eine zweite Variante sieht vor, die Vorrichtung so auszubilden, daß auch nach einer Änderung der Geometrie, im betrachteten Beispiel nach dem Entfalten des Stents, das Produkt aus Induktivität und Kapazität konstant ist. Dies kann entweder dadurch erfolgen, daß dem Stent eine Geometrie gegeben wird, die bei einer Entfaltung des Stents ihre Eigenschaften möglichst wenig ändert, also insbesondere eine konstante Induktivität und eine konstante Kapazität aufweist. Eine Aufweitung des Stents am Ort der Implantierung bewirkt somit im wesentlichen keine Änderung der Resonanzfrequenz des Schwingkreises.

Eine Konstanz des Produktes von Induktivität und Kapazität kann zum anderen durch eine Kompensierung der sich ändernden Induktivität durch eine sich entsprechend ändernde Kapazität verwirklicht werden. Zur Kompensierung einer sich ändernden Induktivität durch eine sich entsprechend ändernde Kapazität ist beispielsweise vorgesehen, daß eine Kondensatorfläche verschiebbar angeordnet ist, so daß die Kapazität sich entsprechend dem Abstand der Kondensatorflächen vergrößert bzw. verkleinert. Die Verschiebbarkeit der Kondensatorplatte 32 gegenüber der Kondensatorplatte 31 und Einstellbarkeit der Kapazität ist in Fig. 1 durch einen Doppelpfeil schematisch dargestellt.

Eine dritte Variante sieht vor, daß eine Anpassung des Schwingkreises im Magnetfeld des Kernspintomographen durch eine Veränderung bzw. Einstellung der Induktivität und/oder Kapazität des Schwingkreises nach deren Platzierung erfolgt. Hierzu ist beispielsweise vorgesehen, die Kondensatorfläche mit Hilfe des noch im Körper befindlichen Applikationsinstruments, etwa Katheters, zu verändern. Eine Verminderung der Induktivität und damit eine Anpassung des Schwingkreises auf die Resonanzfrequenz im Kernspintomographen kann etwa durch eine laserinduzierte, mechanische oder elektrolytische Isolierung von Spulensegmenten erfolgen. Eine Änderung der Kapazität kann ebenso durch eine laserinduzierte, mechanische oder elektrolytische Isolierung von Kapazitäten erfolgen.

Es folgt zur weiteren Veranschaulichung der Erfindung eine Abschätzung der erforderlichen Kapazitäten und Induktivitäten. In dem Beispiel wird ein Plattenkondensator verwendet und die Spule wird als Helix mit einer festen Windungszahl angenommen. Die Resonanzfrequenz eines Kernspinsystems liegt üblicherweise im Bereich zwischen 2 MHz bis 90 MHz. Die Resonanzfrequenz des Kernspinsystems ist dabei gleich dem Produkt aus der magnetischen Feldstärke und dem gyromagnetischen Verhältnis γ . Bei einer mittleren Feldstärke von 1 Tesla ergibt sich eine Reso-

nanzfrequenz von ca. 42 MHz. Die Resonanzfrequenz des Schwingkreises ergibt sich aus der Thomsonschen Schwingungsgleichung. Sie ist umgekehrt proportional zur Wurzel aus dem Produkt der Induktivität und der Kapazität.

Das Produkt aus Kapazität und Induktivität ist dann gleich $1,4 \times 10^{-19} \text{ s}^2$ ist. Bei einem angenommenen Durchmesser des Stents von 8 mm und einer Länge von 40 mm ergibt sich je nach Windungszahl eine Induktivität von etwa $4 \times 10^{-6} \text{ Vs/A}$. Die sich daraus ergebende resultierende Fläche eines Plattenkondensators bei einer relativen Dielektrizitätskonstanten von 2 und einem Abstand von 0,1 mm der einzelnen Platten des Plattenkondensators beträgt etwa $0,2 \text{ mm}^2$. Eine derart kleine Fläche eines Plattenkondensators ist in einem Stent leicht zu verwirklichen. Bei höheren Magnetfeldern bzw. Frequenzen läßt sich die resultierende Fläche eines Plattenkondensators auf $0,014 \text{ mm}^2$ weiter reduzieren.

Fig. 3 zeigt ein alternatives Ausführungsbeispiel eines Stents, das eine Induktivität 2' und eine Kapazität 3' ausbildet. Die Induktivität ist hier in Form eines eine Helix bildenden Drahtes 5 ausgeführt. Bei Applikation des Stents ist der Draht 5 mit kleinerem Radius auf ein Applikationsinstrument aufgewickelt und dehnt sich dann am Ort der Applikation auf den gewünschten Durchmesser auf. Hierzu weist der Draht 5 bzw. die Induktivität 2' bevorzugt ein Formgedächtnis auf. Die Überscheidungsfläche oder der Abstand der beiden Kondensatorplatten des Kondensators 3' ist zu einer Anpassung der Resonanzfrequenz des Schwingkreises wiederum verschiebbar ausgebildet. Es liegt jedoch durchaus im Rahmen der Erfindung, daß eine Anpassung an die Resonanzfrequenz auf eine andere Art und Weise wie oben beschrieben erfolgt.

Bei dem Ausführungsbeispiel der Fig. 4 ist die Wandung des Stents wiederum als Helix ausgebildet, die die Induktivität 2'' bildet. Ein eigener Kondensator ist bei dieser Ausführungsform nicht vorgesehen. Vielmehr bilden zwei Schlaufen 21, 22 der Induktivität 2'' die Kapazität aus, wobei zur Erhöhung der Kapazität zwischen den beiden Schlaufen 21, 22 ein Dielektrikum 6 mit einer möglichst hohen Dielektrizitätskonstante angeordnet ist.

Zusätzlich zu der Induktivität 2'' ist eine weitere Induktivität 7 in Form von einem Spulenpaar 7 vorgesehen, dessen Achse senkrecht zur Achse der Induktivität 2'' liegt. Hierdurch wird gewährleistet, daß bei jeder Anordnung des Stents im Gewebe eine Komponente senkrecht zur Feldrichtung des homogenen äußeren Magneten vorliegt. Alternativ ist hierzu eine weitere Induktivität senkrecht zu den beiden dargestellten Induktivitäten vorgesehen. Auf diese Weise wird bei jeder Anordnung des Stents im Magnetfeld eine verstärkte Spinanregung im betrachteten Bereich gewährleistet.

In Fig. 5 ist ein invasives Instrument 9 dargestellt, bei dem mehrere Schwingkreise, jeweils bestehend aus einer Induktivität 7 und einem Kondensator 8, an den seitlichen Oberflächen des Instruments 9 angeordnet sind. Die Induktivität 7 wird dabei durch einen spiralförmigen Leiter ausgebildet. Dies bewirkt, daß das induzierte Magnetfeld in senkrechter Richtung von dem Instrument 9 in das umgebende Gewebe gerichtet ist. Es wird also, anders als bei den Ausführungsbeispielen der Fig. 1, 3, 4, nicht im Inneren der Spule eine verstärkte Anregung der Kernspins herbeigeführt, sondern im äußeren Nahbereich des Schwingkreises eine Verstärkung der Anregung vorgenommen. In der NMR-Bild Darstellung ist dann nicht das Innere des Instruments, sondern die Umgebung des Instruments hervorgehoben, wodurch jedoch ebenso leicht die Position des Instruments zu identifizieren ist.

Fig. 6 zeigt eine alternative Ausführungsform des Instruments der Fig. 5 in perspektivischer Darstellung, wobei zu

erkennen ist, daß auf jeder Seite des viereckig ausgebildeten Instruments eine spiralförmige Spulenordnung 71, 72, 73, 74 vorgesehen ist, die zusammen mit einem schematisch dargestellten Kondensator 8 einen Schwingkreis bilden. Das induzierte magnetische Feld verläuft dabei jeweils senkrecht zur Längsachse des Instruments 9'. Durch das induzierte magnetische Feld erfolgt im von dem magnetischen Feldlinien durchsetzten äußeren Nahbereich des Instruments eine verstärkte Anregung der Kernspins, so daß im NMR-Bild dieser Umgebungsbereich hervorgehoben und damit auf die Position des Instruments zurückgeschlossen werden kann.

In den nachfolgenden Ausführungsformen der Erfindung ist ein erfindungsgemäßer Schwingkreis jeweils an einem anderen medizinischen Gerät als einem Stent angeordnet bzw. ausgebildet. Der Schwingkreis führt dabei jeweils zu einer Verstärkung der Anregung der Kernspins in dem vom Feld des Schwingkreises durchsetzten Bereich, so daß dieser Bereich im NMR-Bild hervorgehoben und die Position der entsprechenden Vorrichtung feststellbar ist. Bevorzugt befindet sich dabei ein Schwingkreis an der Spitze des jeweiligen Instruments, um eine Spitzenüberwachung bei der Platzierung zu gewährleisten.

Die Fig. 7a, 7b zeigen einen Führungsdraht oder Katheter 11, an dessen Spitze jeweils ein Schwingkreis bestehend aus einer Induktivität 21a, 21b und einem Kondensator 31a, 31b ausgebildet ist. In Fig. 7a wird die Induktivität durch spiralförmigen Leiter 21a ausgebildet (Solenoidspule), so daß das induzierte Magnetfeld im wesentlichen in senkrechter Richtung von dem Katheter 11 in das umgebende Gewebe gerichtet ist und dort eine verstärkte Anregung der Kernspins bewirkt. In Fig. 7b wird die Induktivität durch eine helixförmige Spule 21b ausgebildet, so daß das induzierte Magnetfeld im wesentlichen parallel zur Längsachse des Katheters 11 verläuft und im Inneren des Katheters 11 eine verstärkte Anregung der Kernspins bewirkt. Der Kondensator 31a, 31b ist jeweils durch parallele, ringförmige Leiterelemente verwirklicht.

Die Induktivität 21a, 21b und Kapazität 21a, 31b sind bevorzugt auf einer Folie ausgebildet, etwa mittels eines photolithographischen Verfahrens. Die Folie wird auf einen flexiblen Schlauch (nicht gesondert dargestellt) aufgebracht. Nach einer Versiegelung von Schlauch und Folie wird der Schlauch auf den Führungsdraht oder Katheter 11 aufgebracht, so daß sich die dargestellte Anordnung ergibt.

In weiteren Ausführungsformen (nicht dargestellt) sind mehrere Schwingkreise gemäß Fig. 7a, 7b entlang dem Führungsdraht oder Katheter 11 angeordnet.

Fig. 8a, 8b zeigen jeweils einen Ballonkatheter 12 mit Schwingkreis. In Fig. 8a sind auf die Außenhaut des Ballonkatheters mehrere spiralförmige Induktivitäten 22a aufgebracht, deren Achse senkrecht zur Längsachse 121 des Ballonkatheters 12 verläuft. In Fig. 8b ist eine helixförmige Induktivität 22b vorgesehen, deren Achse parallel zur Längsachse 121 des Ballonkatheters 12 verläuft. In Kapazität 32a, 32b ist jeweils auf der Achse 121 des Ballonkatheters 12 in Form von parallelen Leitern verwirklicht. Die Induktivität 22a, 22b ist beispielsweise, wie in Bezug auf Fig. 7a, 7b beschrieben, auf einer Folie ausgebildet.

In den Fig. 9a, 9b ist ein erfindungsgemäßes Schwingkreise an einem Dentalimplantat 13 ausgebildet, wobei die Achsen der Induktivitäten 23a, 23b wiederum senkrecht (Fig. 9a) oder parallel (Fig. 9b) zur Längsachse des Dentalimplantats verlaufen. Der Kondensator 33a, 33b ist durch parallele ringförmige Leiter ausgebildet. Fig. 9a zeigt das Dentalimplantat mit aufgesetztem Zahn 14 und Fig. 9a mit noch freier Kontaktstelle 15.

Die Induktivitäten und Kapazitäten können wiederum auf einer Folie ausgebildet sein, die nach Versiegelung auf das

Dentalimplantat 13 aufgebracht wird. Alternativ können Induktivität und/oder Kapazität auch aus Draht bestehen oder aus einem Blech geschnitten sein. In einer bevorzugte Variante ist das Dentalimplantat 13 als Kompositwerkstoff ausgebildet und werden Induktivität und/oder Kapazität in den Werkstoff des Dentalimplantats eingebracht. Hierdurch wird vermieden, daß die induktiven bzw. kapazitiven Elemente an der Oberfläche des Dentalimplantats 13 angeordnet sind.

In den Fig. 10a, 10b ist jeweils ein Gelenkimplantat 16 mit integriertem Schwingkreis dargestellt. Aufbau und Anordnung der Induktivitäten 24a, 24b und Kapazitäten 34a, 34b entsprechen im wesentlichen derjenigen der Fig. 9a, 9b. Die Kapazität 34a, 34b ist dabei jeweils in Form von zwei übereinander (alternativ: nebeneinander) angeordneter Platten ausgebildet.

In den Fig. 11a, 11b ist ein Schwingkreis jeweils an einem Vena Cava Filter 17 ausgebildet. Ein Vena Cava Filter wird insbesondere zum Schutz vor Venentrombosen als eine Art Trichter in eine Vene eingesetzt. Über Verzahnungselemente 171 ist der Filter an der Gefäßwand befestigt. Die Induktivität 25a, 25b ist wiederum spiralförmig (Fig. 11a) oder helixförmig (Fig. 11b) ausgebildet. Die Kapazität 35a, 35b wird beispielsweise wiederum durch parallele, ringförmige kapazitive Elemente ausgebildet.

Die Induktivitäten 25a, 25b werden bevorzugt mit einem Laser aus Blech geschnitten. Sie sind in geeigneter Weise an den Verzahnungselementen 171 befestigt und dienen zusätzlich zur Stabilisierung.

Die Fig. 12a, 12b schließlich zeigen eine Herzklappe 18 mit einem Ring 181, der in das Herzgewebe eingenäht wird und an dem beweglich die eigentliche Herzklappe 182 angeordnet ist. Zur Ausbildung eines Schwingkreises, der eine verstärkte Anregung der Kernspins bewirkt, ist zum einen in den Ring 181 ein Kondensator 36a, 36b integriert, etwa in Form paralleler ringförmiger Leiter. In Fig. 12a sind als Induktivität Solenoidspulen 26a vorgesehen, die sich am Umfang des Ringes entfalten. In Fig. 12b ist in den Ring 181 zusätzlich zum Kondensator 36b als Induktivität des Schwingkreises eine Ringspule 26b integriert.

Es wird darauf hingewiesen, daß zu den Ausführungsbeispielen der Fig. 7a, 7b bis 12a, 12b jeweils auch eine Kombination der verschiedenen Spulenordnungen vorgesehen sein kann.

Die Erfindung beschränkt sich in ihrer Ausführung nicht auf die vorstehend angegebenen Ausführungsbeispiele. Vielmehr sind eine Anzahl von Varianten denkbar, welche von der Erfindung auch bei grundsätzlich anders gearteten Ausführungen Gebrauch machen.

Patentansprüche

1. NMR-Bildgebungsverfahren zur Darstellung, Positionsbestimmung oder funktionellen Kontrolle einer in ein Untersuchungsobjekt eingeführten Vorrichtung, insbesondere eines Implantats, eines Stents, eines Katheters, eines Endoskops oder eines chirurgischen Instruments, bei dem das Untersuchungsobjekt in einem äußeren Magnetfeld angeordnet wird und durch Einstrahlung hochfrequenter Strahlung einer bestimmten Resonanzfrequenz Übergänge zwischen Spin-Energie-niveaus der Atomkerne des Untersuchungsobjekts angeregt werden, dadurch gekennzeichnet, daß in einem lokal begrenzten Bereich innerhalb und/oder außerhalb der Vorrichtung eine Verstärkung der Anregung der Kernspins des Untersuchungsobjekts erfolgt, indem die Vorrichtung mindestens einen passiven Schwingkreis mit einer Induktivität und einer Kapazi-

tät ausbildet oder aufweist, dessen Resonanzfrequenz im wesentlichen gleich der Resonanzfrequenz der eingestrahlten hochfrequenten Strahlung ist, wobei bei Einstrahlung der hochfrequenten Strahlung der Schwingkreis angeregt und dadurch im betrachteten Bereich eine verstärkte Anregung der Kernspins erfolgt.

2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der lokal begrenzte Bereich, in dem eine Verstärkung der Anregung der Kernspins erfolgt, in einem innerhalb der Vorrichtung ausgebildeten Kompartiment liegt, das von der Induktivität umgeben ist.

3. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der lokal begrenzte Bereich, in dem eine Verstärkung der Anregung der Kernspins erfolgt, außerhalb der Vorrichtung liegt und an diese angrenzt, wobei mindestens ein Schwingkreis derart an der Oberfläche der Vorrichtung angeordnet ist, daß bei Einstrahlung hochfrequenter Strahlung eine Verstärkung des magnetischen Flusses in dem betrachteten angrenzenden Bereich erfolgt.

4. Verfahren nach mindestens einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Schwingkreis an der Vorrichtung erst nach deren Einbringen in das Untersuchungsobjekt ausgebildet oder aktiviert wird, insbesondere durch ein Aufweiten der Vorrichtung oder von Teilen der Vorrichtung.

5. Verfahren nach mindestens einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß zur resonanten Abstimmung des Schwingkreises die Induktivität und/oder die Kapazität eingestellt werden.

6. Verfahren nach mindestens einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Spulenachse der Induktivität des Schwingkreises möglichst senkrecht zur Feldrichtung des äußeren Magnetfeldes ausgerichtet wird.

7. Verfahren nach mindestens einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß mindestens zwei an der Vorrichtung ausgebildete oder angeordnete Schwingkreise verwendet werden, wobei die Spulenachsen der jeweiligen Induktivitäten unterschiedlich, insbesondere senkrecht zueinander ausgerichtet werden.

8. Verfahren nach mindestens einem der vorangehenden Ansprüche zur Erstellung von Angiogrammen, dadurch gekennzeichnet, daß durch geeignete Sequenztechniken eine Geschwindigkeitsbestimmung eines die Vorrichtung durchfließenden oder an dieser vorbeiströmenden Mediums des Untersuchungsobjektes erfolgt.

9. Verfahren nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, daß im Bereich eines der Vorrichtung in Fließrichtung vorgelagerten Gefäßes dem fließenden Medium Sättigungsimpulse zugeführt werden.

10. Verfahren nach mindestens einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Induktivität der Vorrichtung wahlweise auch als Empfangsspule zur Erfassung von NMR-Antwortsignalen verwendet wird, wobei die Induktivität über eine Kabelverbindung, eine optische Verbindung oder eine Funkverbindung mit extrakorporalen Funktionskomponenten verbunden ist.

11. Verfahren nach mindestens einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß für das NMR-Bildgebungssystem ein offener oder sehr kurzer Magnet verwendet wird, so daß am Untersuchungsobjekt interventionelle Techniken wie Punktion und Katheterisierung, operative Verfahren wie endoskopische Chirurgie durchgeführt und Gefäßimplantate wie

Stents appliziert werden können.

12. Vorrichtung zur Verwendung in einem NMR-Bildgebungsverfahren nach Anspruch 1, gekennzeichnet durch mindestens einen passiven Schwingkreis (4) mit einer Induktivität (2, 21a, 21b, 22a, 22b, 23a, 23b, 24a, 24b, 25a, 25b, 26a, 26b) und einer Kapazität (3, 31a, 31b, 32a, 32b, 33a, 33b, 34a, 34b, 35a, 35b, 36a, 36b), dessen Resonanzfrequenz im wesentlichen gleich der Resonanzfrequenz der eingestrahlten hochfrequenten Strahlung ist.

13. Vorrichtung nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, daß die Vorrichtung (1) länglich ausgebildet ist und die Spulenachse der Induktivität (2, 21b, 22b, 23b, 24b, 25b, 26b) im wesentlichen parallel zur Längsachse der Vorrichtung (1) verläuft.

14. Vorrichtung nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, daß die Induktivität (2) in oder auf der Wandung der Vorrichtung (1) ausgebildet ist, insbesondere durch Ausbildung oder Anordnung eines sich entlang der Wandung in Form einer Helix, Doppel- oder Mehrfachhelix erstreckenden Leiters.

15. Vorrichtung nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, daß die Vorrichtung (9) länglich ausgebildet ist und die Spulenachse der Induktivität (7, 21a, 22a, 23a, 24a, 25a, 26a) im wesentlichen senkrecht zur Längsachse der Vorrichtung (9) verläuft.

16. Vorrichtung nach Anspruch 15, dadurch gekennzeichnet, daß die Induktivität durch einen auf der Oberfläche der Vorrichtung ausgebildeten oder angeordneten, spiralförmig ausgebildeten Leiter (7, 21a, 22a, 23a, 24a, 25a) gebildet wird.

17. Vorrichtung nach mindestens einem der Ansprüche 12 bis 16, dadurch gekennzeichnet, daß die Vorrichtung mehrere Schwingkreise (2", 7) mit mehreren Induktivitäten aufweist, deren Achsen unterschiedlich, insbesondere senkrecht zueinander angeordnet sind.

18. Vorrichtung nach mindestens einem der Ansprüche 12 bis 17, dadurch gekennzeichnet, daß ein Schalter (10) vorgesehen ist, durch den der mindestens eine Schwingkreis aktivierbar bzw. deaktivierbar ist.

19. Vorrichtung nach mindestens einem der Ansprüche 12 bis 18, dadurch gekennzeichnet, daß die Induktivität (2) und/oder die Kapazität (3) des Schwingkreises zur Abstimmung auf die Resonanzfrequenz des NMR-Systems verstellbar sind.

20. Vorrichtung nach mindestens einem der Ansprüche 12 bis 19, dadurch gekennzeichnet, daß die Induktivität zusätzlich als Empfangsspule zur Erfassung von NMR-Antwortsignalen verwendet wird, wozu geeignete Kontakte der Induktivität vorgesehen sind, an die Komponenten einer Empfangsspulenvorrichtung wie elektrische Leiter oder Vorverstärker anschließbar sind.

21. Vorrichtung nach mindestens einem der Ansprüche 12 bis 20, dadurch gekennzeichnet, daß die Vorrichtung ein Stent (1) ist.

22. Vorrichtung nach Anspruch 21, dadurch gekennzeichnet, daß das Gitternetz (2) des Stents die Induktivität ausbildet.

23. Vorrichtung nach Anspruch 22, dadurch gekennzeichnet, daß die einzelnen Komponenten des Gitternetzes (2) des Stents gegeneinander isoliert sind, so daß eine Induktivität entsteht.

24. Vorrichtung nach Anspruch 22 oder 23, dadurch gekennzeichnet, daß das Gitternetz (2', 2'') des Stents in Form einer Helix, einer Doppel- oder einer Mehrfachhelix ausgebildet ist.

25. Vorrichtung nach mindestens einem der Ansprüche 21 bis 24, dadurch gekennzeichnet, daß die Kapazität

zität des Stents zumindest teilweise aus dem Stent-Material gebildet ist, insbesondere durch parallele Leiter der Induktivität (2").

26. Vorrichtung nach mindestens einem der Ansprüche 21 bis 24, dadurch gekennzeichnet, daß die Kapazität des Stents durch einen gesondert vorgesehenen Kondensator (3), insbesondere Plattenkondensator oder Zylinderkondensator gebildet ist.

27. Vorrichtung nach Anspruch 21, dadurch gekennzeichnet, daß die Induktivität und/oder die Kapazität als zusätzliche passive Bauelemente vorgesehen sind, die innerhalb oder außerhalb des eigentlichen Stent-Körpers angeordnet sind.

28. Vorrichtung nach mindestens einem der Ansprüche 12 bis 27, dadurch gekennzeichnet, daß die Vorrichtung derart ausgebildet ist, daß bei einer Änderung der Geometrie der Vorrichtung bei deren Applikation das Produkt aus Induktivität und Kapazität des Schwingkreises im wesentlichen konstant bleibt, insbesondere eine Erhöhung der Induktivität mit einer Verringerung der Kapazität einhergeht.

29. Vorrichtung nach mindestens einem der Ansprüche 12 bis 28, dadurch gekennzeichnet, daß die Vorrichtung ein Implantat ist und eine Aktivierung des mindestens einen Schwingkreises nach Einführung des Implantats, insbesondere nach einer Entfaltung des Implantats erfolgt.

30. Vorrichtung nach mindestens einem der Ansprüche 12 bis 29, dadurch gekennzeichnet, daß mindestens ein Schwingkreis im Bereich der Spitze der Vorrichtung angeordnet ist.

31. Vorrichtung nach mindestens einem der Ansprüche 12 bis 30, dadurch gekennzeichnet, daß die Güte des Schwingkreises (4) relativ gering ist.

32. Vorrichtung nach mindestens einem der Ansprüche 12 bis 30, dadurch gekennzeichnet, daß der Schwingkreis (4) mehrere parallel oder seriell geschaltete Induktivitäten (2a, 2n) und/oder Kapazitäten (3a, 3n) aufweist.

33. Vorrichtung nach mindestens einem der Ansprüche 12 bis 32, dadurch gekennzeichnet, daß die Vorrichtung ein Implantat oder eine Vorrichtung zur Implantation, insbesondere ein Stent, ein Vena Cava Filter, eine Gefäßprothese, eine Herzklappe, ein Teil einer Herzklappe oder ein Teil eines künstlichen Organs, oder ein diagnostisches Hilfsmittel wie ein Katheter oder ein Endoskop, oder ein Instrument für die minimalinvasive Chirurgie, wie eine Nadel, Schere, Pinzette usw., ist.

34. NMR-Bildgebungssystem zur Durchführung des Verfahrens nach Anspruch 1, gekennzeichnet durch eine Vorrichtung nach Anspruch 12.

Hierzu 10 Seite(n) Zeichnungen

55

60

65

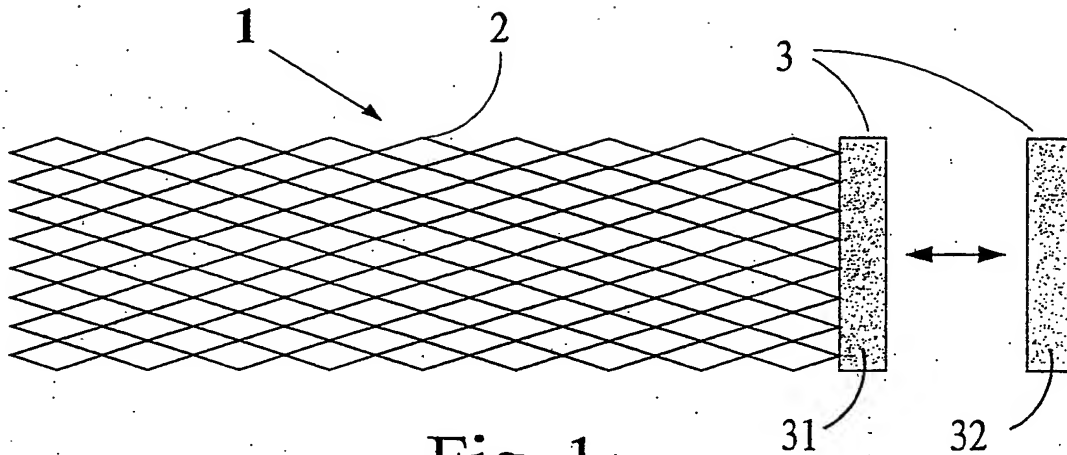


Fig. 1

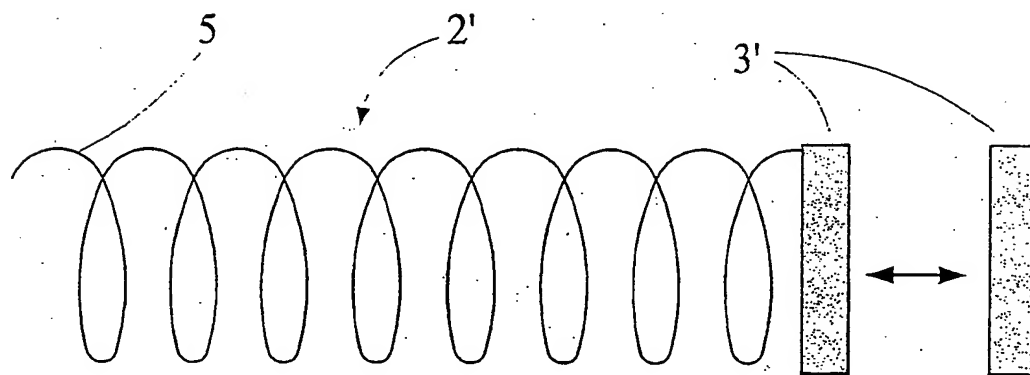


Fig. 3

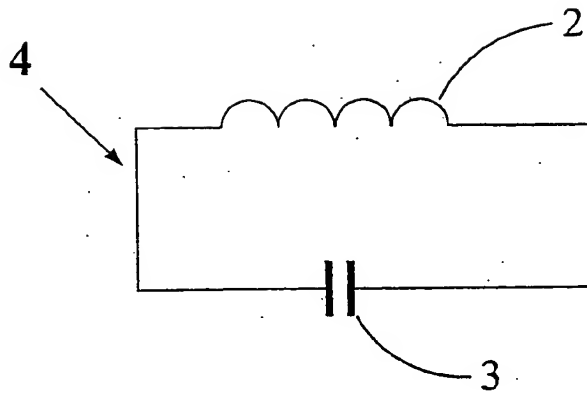


Fig. 2a

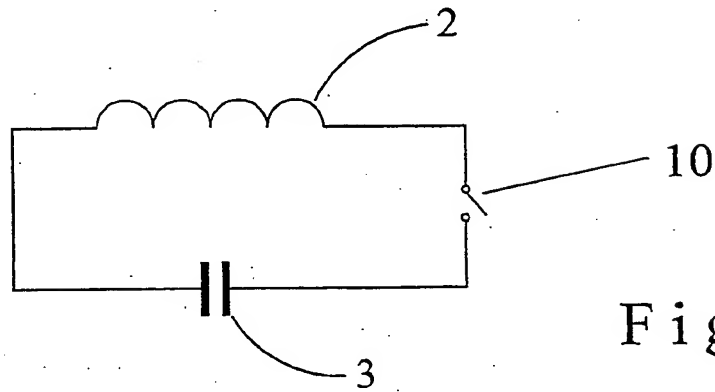


Fig. 2b

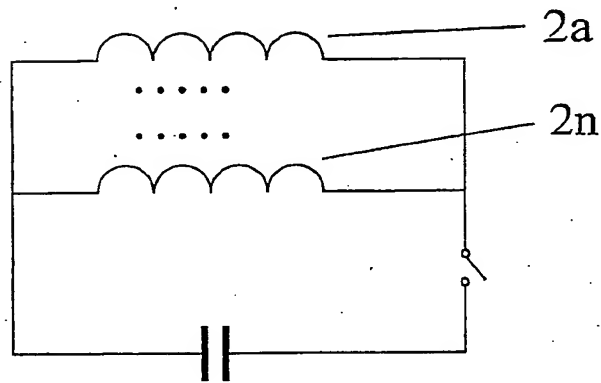


Fig. 2c

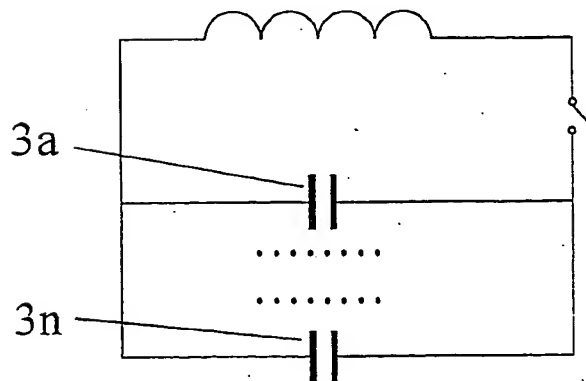


Fig. 2d

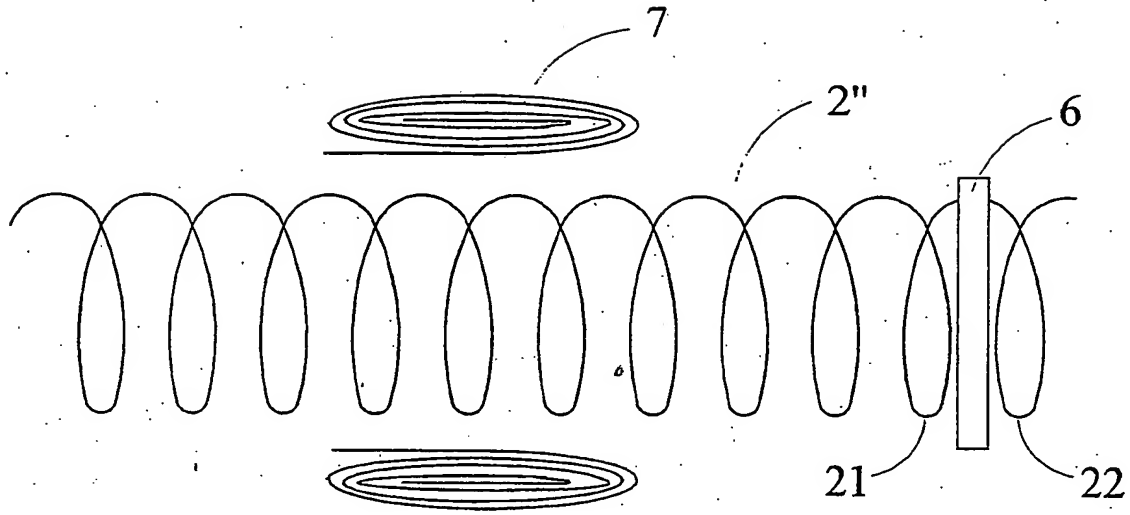


Fig. 4

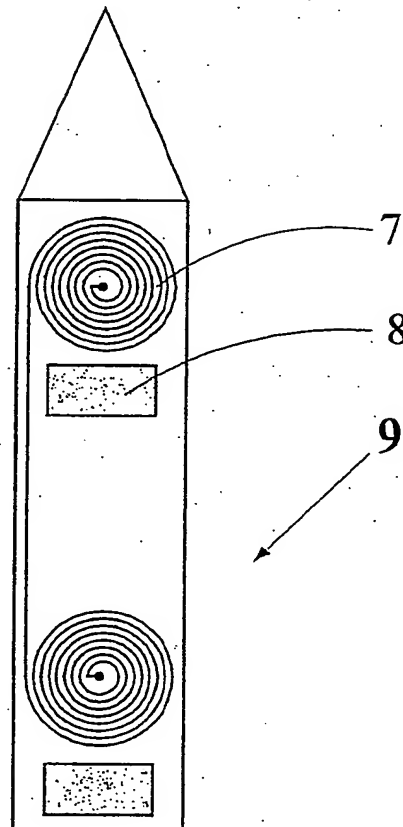


Fig. 5

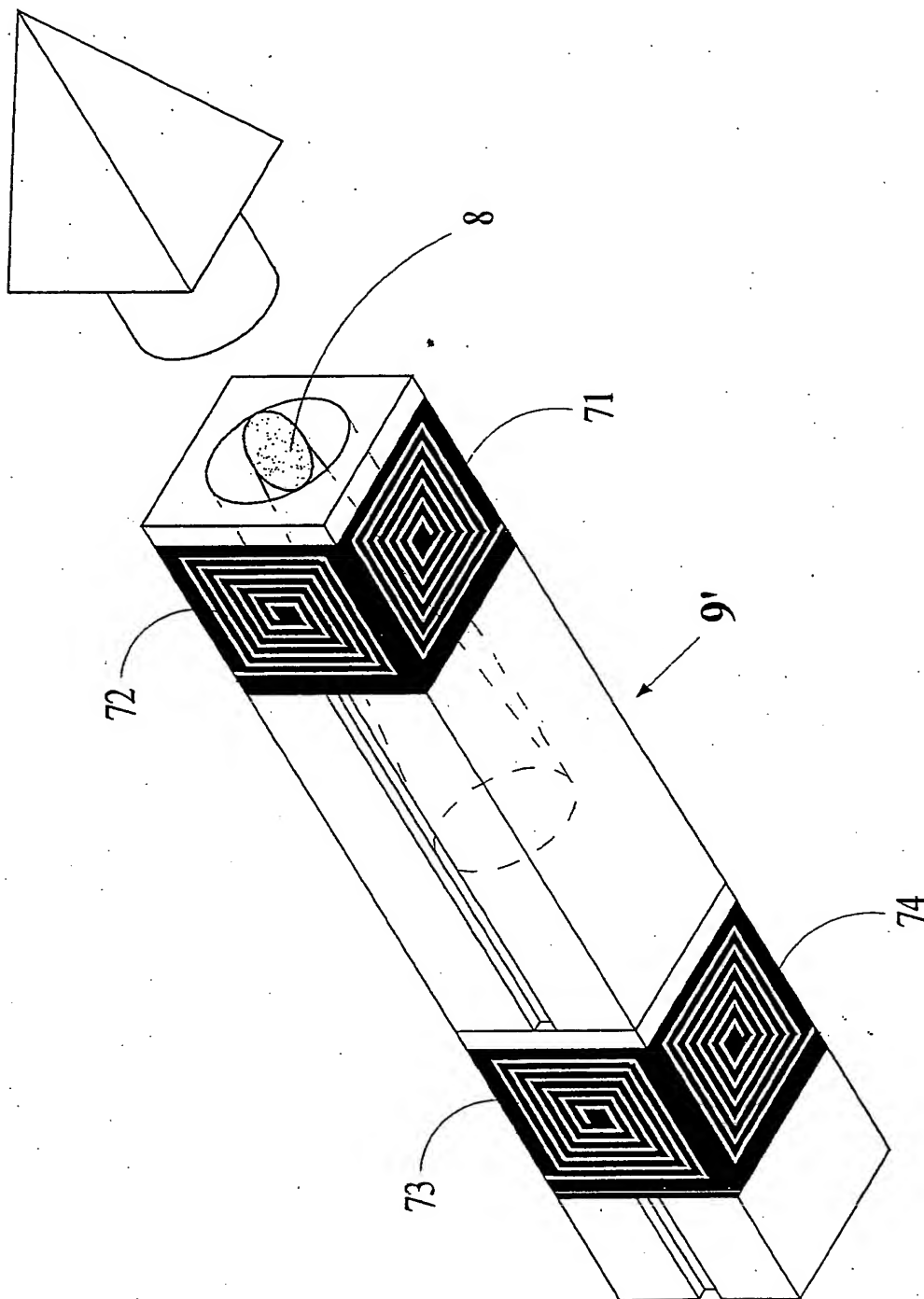


Fig.6

Fig.7b

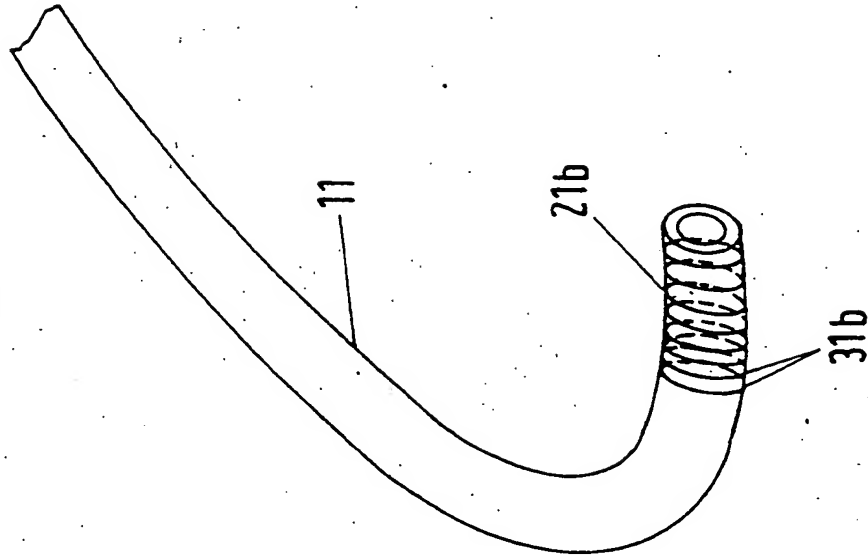
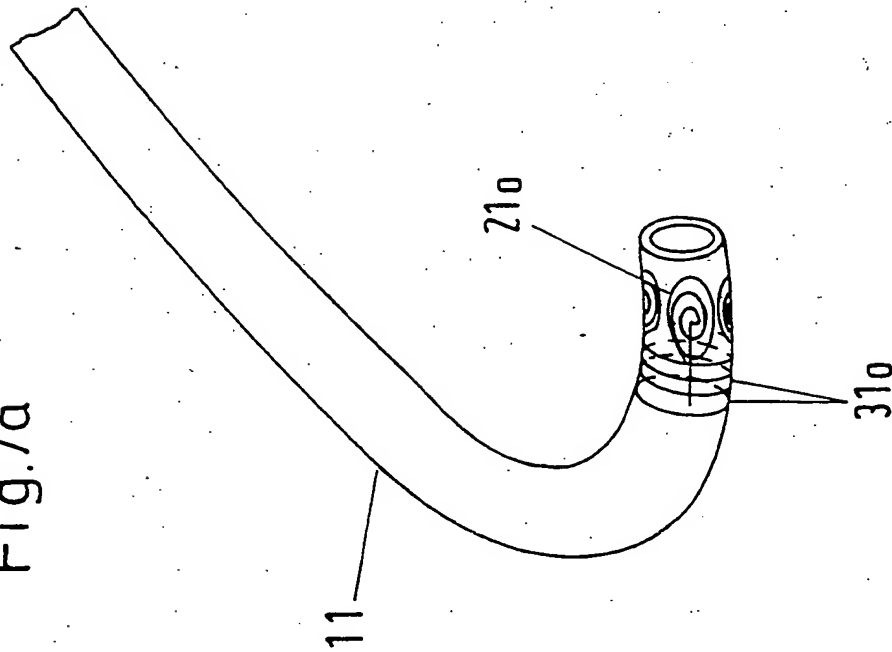
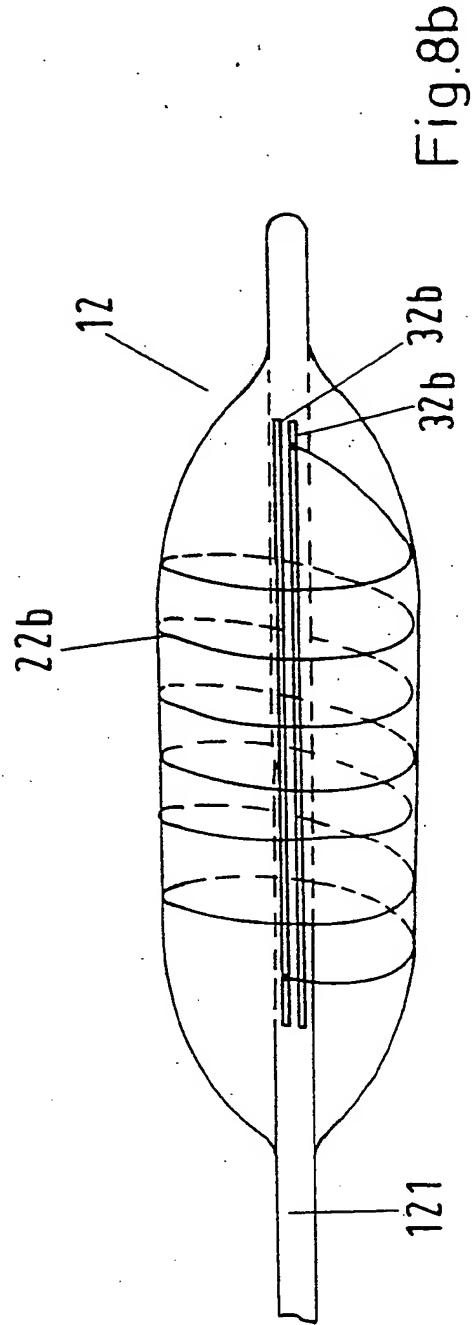
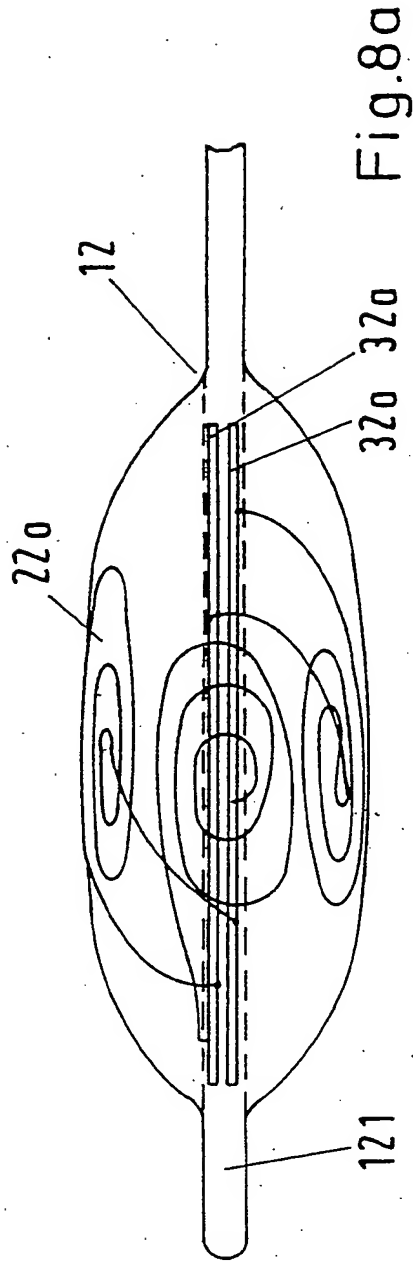


Fig.7a





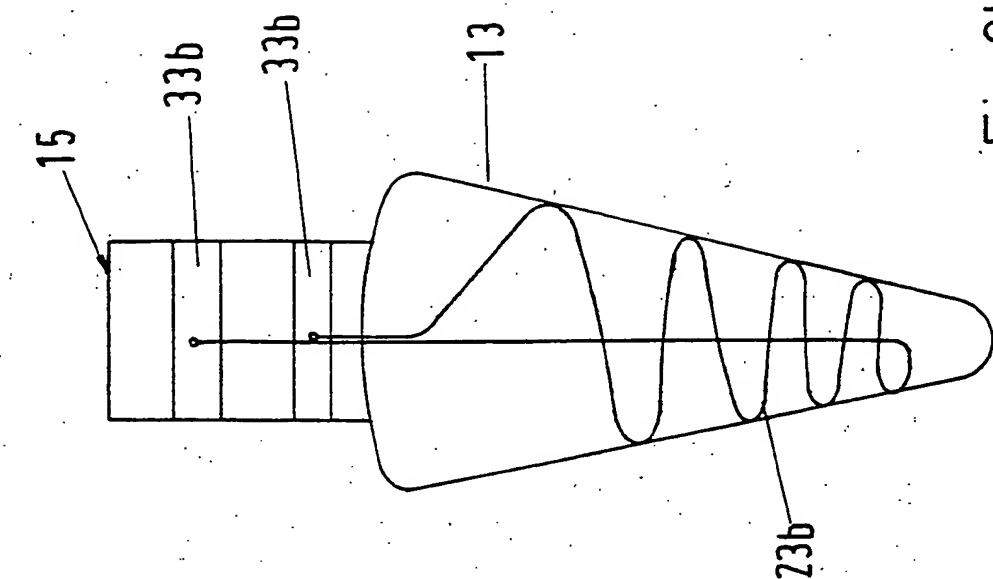


Fig.9b

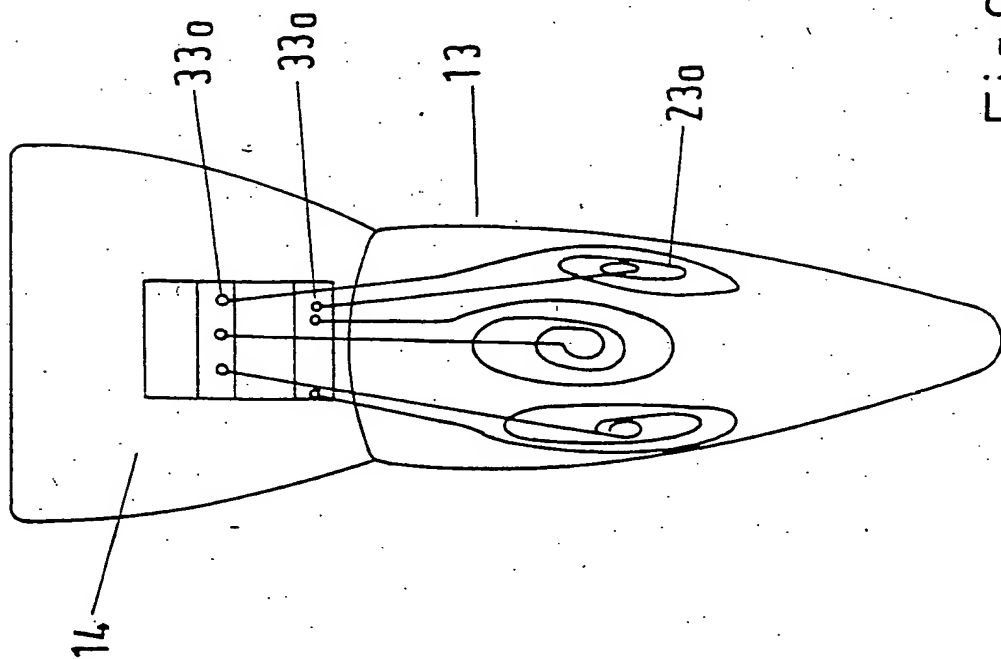


Fig.9a

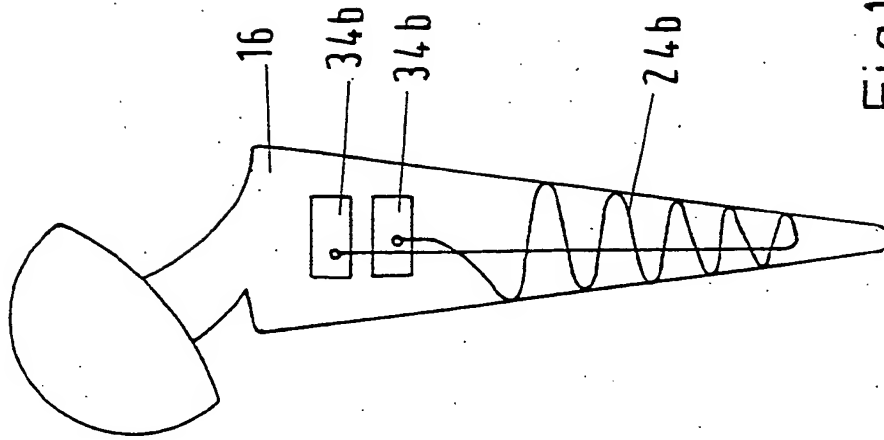


Fig.10b

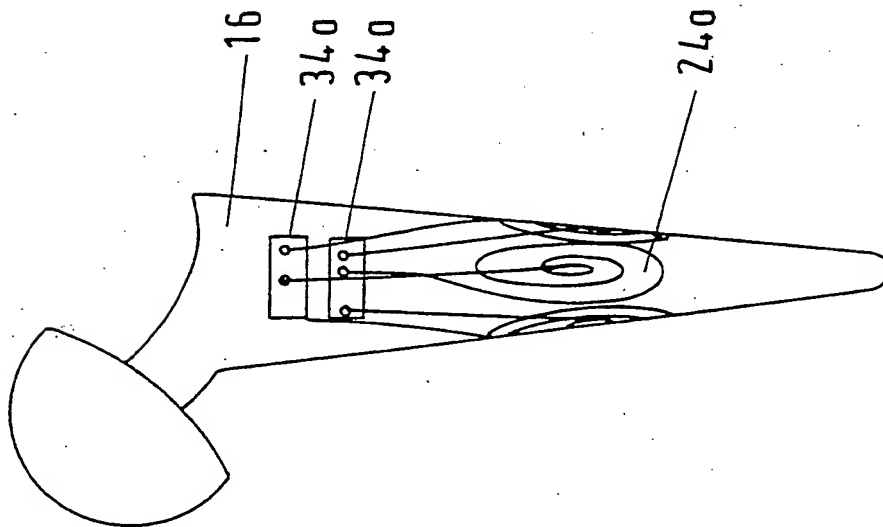


Fig.10a

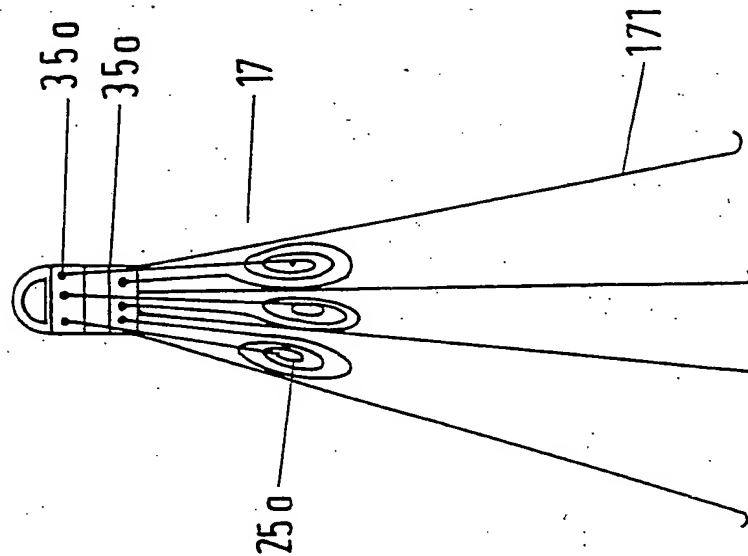


Fig.11a

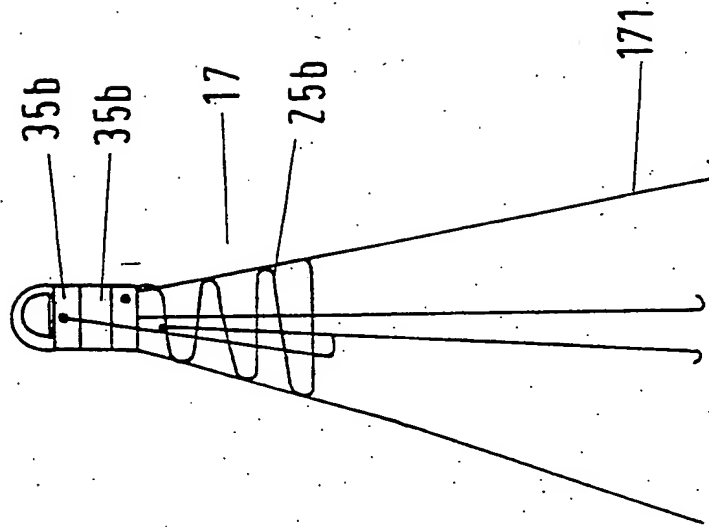


Fig.11b

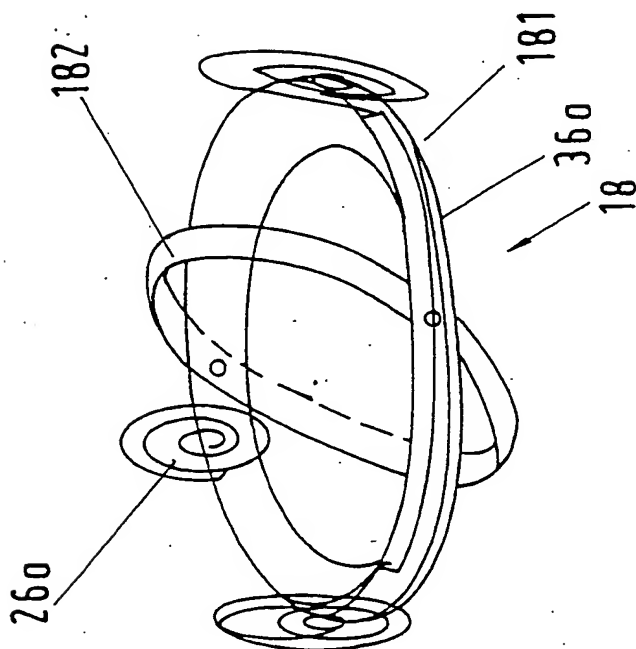


Fig. 12a

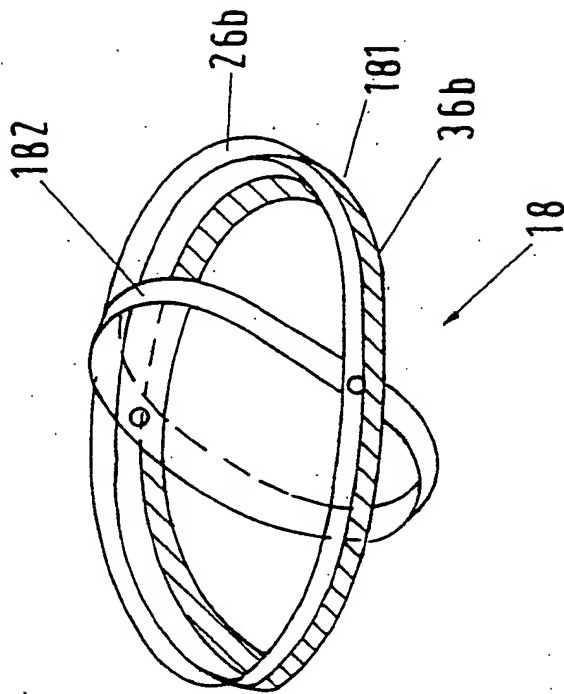


Fig. 12b